

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)



DEUTSCHES
PATENTAMT

②① Aktenzeichen: P 42 38 176.2
②② Anmeldetag: 12. 11. 92
④③ Offenlegungstag: 19. 5. 94

DE 42 38 176 A 1

⑦① Anmelder:

Nagel, Ulrich, Dipl.-Ing., 4630 Bochum, DE

⑦② Erfinder:

Nagel, Ulrich, Dipl.-Ing., 4630 Bochum, DE; Ermert,
Helmut, Prof. Dr.-Ing., 8551 Röttenbach, DE

⑤④ Miniatur-Ultraschallsonde für medizinische Anwendungen

⑤⑦ Die Erfindung betrifft eine Miniatur-Ultraschallsonde in verschiedenen Ausführungsformen zur Durchführung von Ultraschall-Untersuchungen innerhalb des menschlichen Körpers nach dem Puls-Echo-Prinzip (Echosonographie). Solche Untersuchungen können in der Herstellung von Ultraschallbildern und gegebenenfalls zusätzlich in daraus abgeleiteten Maßnahmen zur Gewebe-Charakterisierung bestehen.

Die Sonde eignet sich vorzugsweise für die Anwendung als Katheter zur endoluminalen Gefäßdiagnostik mit Ultraschall, außerdem zur Ultraschalldiagnostik in der Endoskopie (Untersuchungen innerhalb von Körperhöhlen, Einsatz der Sonde im Instrumentierkanal von Endoskopen), sowie zur extrakorporalen Anwendung in Bereichen der Dermatologie und Ophthalmologie, wo einerseits die Möglichkeiten der Sonde, hochfrequente und damit hochauflösende Ultraschallwandler zu integrieren, die geforderte hohe Detaillierbarkeit gewährleisten, andererseits die geringen Abmessungen und die mechanische Flexibilität den Einsatz an schwer zugänglichen Stellen des Körpers vorteilhaft möglich machen. Die Sonde ist in miniaturisierter und in nicht miniaturisierter Form auch für nicht-medizinische Anwendungen (zerstörungsfreie Prüfung, Materialcharakterisierung) anwendbar. Während herkömmliche Ultraschall-Kathetersonden durch Rotationsbewegung eines Ultraschallwandlers oder eines akustischen Umlenkspiegels vom Gefäß aus radial nach außen gerichtete, laterale Schnittbilder liefern, ist das besondere Merkmal der ...

DE 42 38 176 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Ultraschallsonde hauptsächlich für Anwendungen in der Medizin, insbesondere in der Gefäßdiagnostik und in der Endoskopie. Die Sonde ist sehr stark miniaturisierbar und eignet sich für den Einsatz in speziellen Ultraschallkathetern für die endoluminale Ultraschallabbildung (Herstellung von Ultraschallbildern mittels der im Gefäß befindlichen Sonde, wobei Teile des Inneren des Gefäßes, Teile der Gefäßwand und Bereiche außerhalb des Gefäßes abgebildet werden). Diagnostisches Ziel ist dabei die Abbildung der Geometrie und der Struktur des Gefäßes sowie der Erkennung krankhafter Veränderungen. Außerdem eignet sich die Sonde für Anwendungen in der Endoskopie. Bei der Endoskopie handelt es sich um eine Untersuchungstechnik (die auch mit therapeutischen Maßnahmen kombiniert sein kann), bei der über eine Körperöffnung ein Endoskop in eine Körperhöhle eingeführt wird. Über einen bestimmten Kanal innerhalb des Endoskopes kann die hier beschriebene miniaturisierte Sonde zum Zwecke der Ultraschallabbildung und/oder Ultraschallgewebscharakterisierung in die jeweilige Körperhöhle eingeführt werden.

Da die miniaturisierte Ultraschallsonde vorzugsweise bei relativ hohen Ultraschallfrequenzen arbeitet (im Vergleich zur konventionellen Ultraschalldiagnostik) und dieser Sachverhalt eine relativ hohe Detailerkennbarkeit sicherstellt, ist die Sonde auch für nicht-endoskopische und nicht-endoluminale Anwendungen vorteilhaft anwendbar, bei denen die hohe Detailerkennbarkeit gefordert ist (Ophthalmologie, Dermatologie). Hier ist die mechanische Flexibilität und die Möglichkeit der Applikation an für größere Ultraschallapplikationen schwer zugänglichen Stellen von Vorteil.

Stand der Technik

In der Praxis gibt es bisher zwei Arten von mechanisch betriebenen Ultraschallkathetern. Eine technische Lösung besteht darin, daß über eine rotierende Welle im Katheter ein Ultraschallwandler oder ein Ultraschall-Umlenkspiegel in eine permanente Rotationsbewegung versetzt wird. Ein dabei erzeugtes Puls-Echo-Bild ist vergleichbar mit einer Radaranlage. Der rotierende Schallstrahl ist dabei entweder radial nach außen gerichtet, wobei eine ebene Querschnittsfläche als radiales Rundsbild dargestellt wird, oder der rotierende Schallstrahl ist ein wenig nach vorn geneigt, wobei das Ultraschallbild der Mantelfläche eines stumpfen Kegels entspricht. Vorteile sind hier der einfache, mechanisch unkomplizierte Entwurf als minimalisiertes Einmalprodukt; und die Systeme arbeiten mit Umdrehungszahlen, die eine Echtzeitdarstellung der Bilder möglich machen. Der Nachteil dieser Sonden besteht nun aber darin, daß in den Ultraschallbildern laterale Querschnitte des Gefäßes nur an solchen Stellen erfaßt und dargestellt werden, die die Katheterspitze während eines Untersuchungsvorganges bereits passiert hat. Die Anordnung ist unfähig, nach vorn in Richtung der Katheterachse abzubilden. Die vor dem Katheter liegenden Gefäßbereiche mit dort eventuell vorhandenen Krümmungen, Verengungen und Verschlüssen kann das System nicht erfassen. Darin liegt eine bestimmte Gefahr bzw. Einschränkung bei der Anwendung, und es besteht ein Bedarf an solchen Sonden, die vor der Katheterspitze liegende Gefäßbereiche abbilden können ("Vorausbild").

Eine weitere, bisher in der Praxis weniger angewand-

te technische Lösung berücksichtigt diese Problematik, und es wird eine mechanische Konstruktion vorgestellt, mit der es durch Schwenken des Ultraschallwandlers möglich ist, ein axial nach vorn ausgerichtetes sektorförmiges Bild zu erzeugen. Hierbei wird allerdings die rein translatorische Schwenkbewegung des Ultraschallwandlers über eine sich permanent drehende flexible Welle im Katheter und eine Schwenkhebelkonstruktion am vorderen Katheterende (Katheterspitze) erreicht (Getriebe für die direkte Umwandlung von Rotation in Schwenkbewegung). Das dabei erzeugte axial nach vorn ausgerichtete flächenhafte Puls-Echo-Bild ist sektorförmig (2D-Sektorscan). Die nach vorn verlängerte Achse des Katheters liegt im Zentrum der fächerförmigen Bildfläche. Durch manuelle Drehung des Katheters läßt sich die Bildebene drehen (horizontal, vertikal, jede beliebige Winkelorientierung, Fig. 1).

Ein automatisiertes und kontrolliertes Drehen des Katheters im Gefäß in definierten, reproduzierbaren Winkelschritten im Gefäß zur Erfassung eines 3-dimensionalen Volumenbereiches mit der Möglichkeit der Datenspeicherung und rechnerischen Rekonstruktion von Schnittebenen mit anderen Orientierungen (z. B. laterale Schnittbilder) ist nur schwer möglich. Weiterhin ist mit Schwenkhebelgetriebe-konstruktionen dieser Art und deren peripheren Details vom Prinzip her nur ein ziemlich begrenzter Schwenkwinkelbereich möglich. Zudem hält sich bisher die Miniaturisierbarkeit solcher mechanisch aufwendigen Gebilde in Grenzen. Die Herstellung als Einmal-Produkt wäre zu teuer. Dies sind wesentliche Nachteile.

Ziel dieser Erfindung

Ziel der Erfindung ist die Realisierung einer Ultraschallsonde mit wesentlich größerem Schwenkwinkelbereich als im Falle der bekannten Schwenkhebelgetriebe-konstruktionen. Weiterhin soll eine Kathetersonde realisiert werden, die im Bereich des Ultraschallwandlers aus wenigen, einfach herzustellenden, unkomplizierten und leicht zu miniaturisierenden Teilen besteht. Kompliziertere mechanische Mechanismen sollen wegen der Grenzen der Miniaturisierbarkeit außerhalb des Katheters in der Nähe des Antriebs angebracht werden. Die Antriebseinheit soll möglichst komplett und eventuell aufsteckbar immer wieder verwendet werden können. Die eigentliche Kathetersonde, die aus humanhygienischen Gründen nur einmal verwendet werden kann, sollte mechanisch sehr einfach und damit preiswert aufgebaut sein. Die Notwendigkeit der Miniaturisierung vieler und relativ komplizierter Einzelelemente ist zu vermeiden. Die Erzeugung von verschiedenen Schnittbildern (2D) durch manuelles Drehen des Katheters im Gefäß soll wie bisher, aber vereinfacht und verbessert, möglich sein. Die automatisierte Erzeugung von nebeneinanderliegenden Schnittbildern soll ebenfalls möglich sein. Sie erlaubt nach geeigneter Auswertung der Signale auch die Darstellung von lateral orientierten Schnittbildern (sogenannte C-Scans, Orientierung senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung) so wie mittels Speicherung aller so gewonnenen Daten die Erfassung und Darstellung 3-dimensionaler Volumenbereiche im Bereich vor der Katheterspitze, je nach Verarbeitungsgeschwindigkeit auch in Echtzeit.

Erforderliche mechanische Präzisionsarbeiten, die den nicht wiederverwendbaren Sondenteil betreffen, sollen möglichst vermieden werden, wenn dies durch geeignete Maßnahmen und angemessenen Mehrauf-

wand beim Betrieb (Betriebsart, Systemsteuerung, Signalverarbeitung, Software) des Systems, an dem die Ultraschallsonde betrieben wird, möglich ist und zu vergleichbaren Ergebnissen (in bezug auf Bildqualität, Bildfolgefrequenz etc.) führt.

Lösung des Problems

Die Erfindung löst die oben dargestellten Probleme und verfolgt die oben dargestellten Ziele erfolgreich in folgender Weise:

Über ein, zwei oder mehrere im Katheter befindliche und sich axial hin und her bewegende, nicht drehende, abgeschirmte Drähte, Flachfedern oder Leitungen (auch Koaxialleitung(en)), im weiteren allgemein auch als Stößel bezeichnet (damit seien hier immer sogenannte "Stoß-Zieh-Elemente" gemeint), wird ein Miniaturescharnier, ein Folienscharnier, ein Kugelscharnier, eine Folie oder eine Wippe angetrieben. Auf dem Miniaturescharnier, dem Folienscharnier, dem Kugelscharnier, der Folie oder der Wippe befindet sich der Ultraschallwandler (Fig. 5). Er ist in seiner Ruhelage in Richtung der Katheterachse nach vorn orientiert. Im Betrieb schwenkt die Strahlachse um die Vorwärtsrichtung, der Wandler rotiert dabei nicht. Diese Mechanik läßt sich besonders gut in miniaturisierter Form ausführen und z. B. vorteilhaft in einer Ultraschall-Kathetersonde für angio-sonographische Zwecke applizieren. Verschiedene mögliche technische Ausführungen sind in den Figuren dargestellt.

Es wird ein axial nach vorn ausgerichtetes Bild erzeugt, das mechanisch nach dem sog. Sector-Scan-Prinzip aufgenommen wird. Die nach vorn verlängerte Achse des Katheters liegt im Zentrum der fächerförmigen Bildfläche. Durch Drehung des Katheters läßt sich die Bildebene drehen (horizontal, vertikal, jede beliebige Winkelorientierung, Fig. 1 und Fig. 2).

In einigen Betriebsarten kann die Sonde für multidirektionale Schnittbildaufnahmen (einschließlich tomographischer Konzepte) eingesetzt werden. Beim "Antrieb mit drei(vier) Stößeln" gemäß Fig. 3a und Fig. 4 rotiert die Strahlachse elektronisch gesteuert um die Vorwärtsrichtung des Katheters. Der Wandler rotiert dabei nicht. Die Ultraschallsonde kann automatisch Flächen beliebiger Orientierung und Krümmung abtasten und bildhaft darstellen (Fig. 3). Damit können alle vor der Katheterspitze liegenden Objektbereiche im Rahmen der sogenannten B-Scan-Technik erfaßt werden. Die Rekonstruktion flächenhafter Schnitte mit einer Orientierung senkrecht zur Richtung des Katheters (und zur Richtung der Schallausbreitung) ist ebenfalls möglich (sogenannte C-Scan-Technik). Schließlich erlaubt die Sonde nach Abtasten dreidimensionaler Volumenbereiche eine dreidimensionale Abbildung (3D-Abbildung). Dabei können parallel verschobene Schnittebenen gemäß Fig. 3b, azimuthal versetzte Schnittebenen gemäß Fig. 3c oder spiralförmig aufgewinkelte Kegelmäntel gemäß Fig. 3a, Fig. 4b und Fig. 4c zur Abtastung der 3D-Bereiche verwendet werden. Nicht-ebene Schnittflächen (z. B. Kegelmäntel) können auch zur zweidimensionalen Abbildung dienen, wobei diese Flächen entweder auf Ebenen abgewickelt oder in ursprünglicher Geometrie perspektivisch dargestellt werden. Von besonderem Interesse ist außerdem die Möglichkeit, einen 3D-Objektbereich dadurch zu erfassen und abzubilden, daß sich die Achse des Ultraschallstrahles kontinuierlich auf einer sich abwechselnd öffnenden und schließenden Spiralbahn gemäß Fig. 4a bewegt.

Diese Form der 3D-Abbildung erfolgt durch Abtastung des darzustellenden Volumens mittels einer endlosen, in sich geschlossenen Fläche (sog. "Kegel-Scan") und hat gegenüber den Verfahren gemäß Fig. 3a, 3b und 3c den Vorteil, daß die Sonde eine kontinuierliche Bewegung durchführen muß und daß damit im Rahmen des Abtastvorgangs zeitraubende Anhalte- und Umkehrvorgänge bei der Sondenbewegung entfallen.

Bemerkungen

Für alle folgenden Erläuterungen zu den verschiedenen Antrieben gelten grundsätzlich die Absätze I oder II sowie die Absätze III, IV und V.

I. Für die elektr. Zuführungsdrähte ist im Katheterkorpus eine separate Koaxialleitung 24 vorgesehen, wie z. B. in Fig. 2, Fig. 3, Fig. 6, Fig. 7, Fig. 8, Fig. 14, Fig. 15 skizziert.

II. Die Koaxialleitung ist gleichzeitig Antriebsstößel und elektrischer Zuführungsdraht 8 (24), wie z. B. in Fig. 7 skizziert.

III. Die Stößel sind metallische oder metallisierte nichtmetallische Drähte, Bänder, Flachfedern oder Stäbe beliebigen Querschnittes, die gleichzeitig Antrieb und Teil der elektrischen Zuführungsdrähte sein können. Wegen der relativ hohen Betriebsfrequenz (Ultraschallfrequenz) der Anordnung muß eine Abschirmung 10 vorhanden sein (Fig. 10, Fig. 11). In Verbindung mit dieser entsteht so entweder eine künstliche Koaxialleitung oder eine abgeschirmte Zweidraht- bzw. Mehrdrahtleitung wie z. B. in Fig. 11 Nr. 14 skizziert.

IV. Die Zuführungsleitungen 5 und 6 direkt am Ultraschall-Wandler 3 (siehe z. B. Fig. 7, Fig. 8, Fig. 9, Fig. 11, Fig. 14, Fig. 15), sind bei allen hier beschriebenen Antriebsanordnungen vorhanden, jedoch meist nicht eingezeichnet.

V. Aus Einfachheitsgründen werden nicht immer alle zur vollständigen Funktion erforderlichen Details mitskizziert. In der Regel werden nur die Teile skizziert, deren besondere Merkmale gerade beschrieben werden.

Der Wippen-Antrieb kann mit einem oder mehreren Antriebsstößeln versehen sein (Fig. 6, Fig. 7: ein Stößel 8, Fig. 8: zwei Stößel 8, 9), je nach Größe des zu realisierenden Schwenkwinkelbereiches. Bei entsprechenden mechanischen Eigenschaften kann auch eine Koaxialleitung als Stößel eingesetzt werden, und zwar mit der Doppelfunktion "Antrieb u. Spannungsversorgung" und mit dem Vorteil, daß die dünnen Anschlußdrähte 5 und 6 direkt am Wandler bei dynamischem Betrieb der Anordnung mechanisch unbelastet bleiben. Biegeanspruch wird dann nur die Koaxialleitung 8 (24) (Fig. 6, Fig. 7). Die Halterung des Stößels (oder der Stößel) an der Wippe kann fest sein oder mit einem Gelenk versehen sein. Es sich auch Ausführungen möglich (wie in Fig. 5i, j dargestellt) bei denen eine Sicht nach hinten möglich ist. Die Fig. 6 und Fig. 7 zeigen eine Besonderheit. Hier kann bei Bedarf die Wippe 21 im Stillstand soweit weggeklappt werden, daß ein Instrumentierkanal 27 für therapeutische Maßnahmen frei wird.

Der Folien-Antrieb kann freischwenkend gemäß Fig. 9, oder geführt gestaltet sein gemäß Fig. 10. Bei freischwenkender Anordnung fehlen die Führungsstege 17. Dies kann zur Folge haben, daß die Präzision der Schwenkung um einen fixen Punkt herum geringer ist.

Eine dadurch bei der Bildverarbeitung eventuell auftretende Verzerrung kann durch eine Kalibrierung und mehr Signalverarbeitungsmaßnahmen gegebenenfalls korrigiert werden.

Der Folienscharnier-Antrieb ist in Fig. 11, Fig. 12 und Fig. 13 dargestellt. Fig. 11 zeigt die Anordnung etwas ausgelenkt zur Hauptstrahlrichtung. Die Stößel 8 und 9, hier dargestellt durch metallische Drähte, die an das Folienscharnier angebracht sind, bewirken bei gegenläufigem Antrieb die Auslenkung des Ultraschallwandlers 3. Andererseits bilden die Stößel 8 und 9 mit den sehr dünnen flexibel angebrachten Leitungen 5 und 6, den vorderen Teil für die elektrische Spannungsversorgung des Ultraschall-Wandlers 3. Dazu gehören noch die Abschirmung 10 mit der zum Körper hin isolierenden Hygieneschicht 12, und dem zwischen ca. 20 cm und 100 cm langen extrudierten thermoplastischen Kunststoffrohr 11, das sprachgebräuchlich allgemein im medizinischen Bereich als Katheter bezeichnet wird. Dieser Katheter wird bei Gefäßuntersuchungen verwendet, er ist aber in modifizierter Ausführung im Instrumentierkanal eines Endoskopes für Untersuchungen in Körperhöhlen einsetzbar. Die Kombination der Elemente 8, 9, 10, 11, 12 hat also drei Funktionen:

1. Spannungsversorgung (Sendeimpulse u. Empfangsechos)
2. mechanische Stößel gegenläufig arbeitend
3. Abschirmung gegen Störstrahlung

Die Abschirmung 10 kann aus einer Metallschicht oder aus einem Drahtgeflecht bestehen. Fig. 13 zeigt skizziert ein Folienscharnier.

Beim Flachfeder-Antrieb gemäß Fig. 14 und Fig. 15 mit zwei oder mehr am Ende fest zusammengefügt Flachfedern 30 (Querschnittsabmessungen meist 0,2 mm x 2 mm oder kleiner) z. B. aus Federstahl oder aus anderem metallischem oder nichtmetallischem federndem Material ist ein Ultraschall-Wandler 3 montiert. Je kleiner der Abstand a zwischen den Stößeln (Flachfedern 30) ist, desto geringer kann der Hub der Stößel sein. Die Auslenkung (Schwenkwinkel) des Wandlers wird mit kleinerem Abstand a größer. Die aufzuwendende Bewegungskraft an den Stößeln muß dann allerdings auch größer sein. In Fig. 15 an Punkt d kann auch ein Instrumentierkanal angeordnet werden.

Der Antrieb mit drei (vier) Stößeln ist schematisch skizziert in Fig. 5k und Fig. 5l. Die Schwenkebene kann um die Vorwärtsrichtung des Katheters rotieren, und zwar durch gleichzeitige Steuerung der drei (vier) Stößel. Je nach Aufwand der Steuerung sind nahezu alle denkbaren Schwenkebenen aufeinanderfolgend einstellbar, ohne daß die Katheterröhre von Hand gedreht werden muß, und ohne Rotation des Wandlers (Fig. 3, Fig. 4). Dieses ermöglicht die automatische Vermessung von dreidimensionalen Bereichen, die vor der Sonde liegen. Rekonstruktionen und Darstellungen von 3D-Bildern und Schnittbildern quer zur Vorwärtsrichtung des Katheters (C-Scan) sind somit möglich. Wenn die Stößel eine hohe Elastizität haben, kann der darstellbare 3D-Bereich nahezu die gesamte vordere Hemisphäre des Katheters umfassen. Die Befestigung der Stößel kann starr sein, es sind aber auch z. B. Kugelgelenke verwendbar.

Konstruktive Vorteile dieser Erfindung

Das axial nach vorn ausgerichtete erzeugte Bild, das

mechanisch nach dem sogenannten Sector-Scan-Prinzip aufgenommen wird, überdeckt einen wesentlich größeren Sektor als das bei den wenigen bisherigen Erfindungen der Fall ist. Der Schwenkwinkelbereich dieser Erfindung kann 180° sein. Bei besonderer Gestaltung der Sonde ist sogar eine beschränkte Sicht nach hinten möglich. Weiterhin ist bei geeignetem Antrieb eine veränderliche Schwenkbereichsamplitude realisierbar. Es ist sogar möglich, die Hauptschwenkrichtung über den Antrieb zu ändern, was bei allen bisher veröffentlichten Konstruktionen nicht möglich ist. Dieses wird erreicht durch die Anordnung der Mechanik für die Transformation "Drehbewegung-Schwenkbewegung" (konventionelles Kurbelwellen- oder Nockenwellengetriebe) außerhalb des Katheters (Fig. 16). Die Transformation "Drehbewegung-Schwenkbewegung" wird aufgeteilt und räumlich getrennt in die Transformationen "Drehbewegung-Stoßbewegung" und die "Stoßbewegung-Schwenkbewegung". Dadurch ist als Ziel der große Schwenkbereich realisierbar. Die Transformation "Stoßbewegung-Schwenkbewegung" ist besonders trivial und läßt sich preiswert und leicht innerhalb der Katheterspitze applizieren. Die Transformation "Drehbewegung-Stoßbewegung" befindet sich außerhalb des Katheters in Höhe der Antriebseinheit. Damit sind nur noch einfache, leicht herzustellende und unkomplizierte Bauteile innerhalb des Katheters notwendig. Die schwierig miniaturisierbaren Elemente befinden sich außerhalb des Katheters. Die äußeren Abmessungen der Antriebseinheit können problemlos im handlichen Bereich liegen, so daß hier nicht miniaturisiert werden muß. Es genügt, die Bauform klein zu halten. Der jetzt ausgelagerte Transformationsmechanismus darf etwas aufwendiger sein. Der Transformationshub ist dadurch frei wählbar. Es kommt noch hinzu, daß der Schwenkwinkel und sogar die Schwenkrichtung auch noch über die Form und die Abmessungen des Folienscharniers oder der Folie beeinflusst werden kann (Fig. 5a bis Fig. 5l). Damit ergibt sich eine mögliche Konstruktionsvielfalt, die sehr einfach den verschiedenen medizinischen Applikationen angepaßt werden kann.

Zusammenstellung der Details in den Figuren

- 1 akustisch transparente Membran
- 2 Übertragungsflüssigkeit
- 3 Ultraschallwandler
- 4 Backing
- 5 Leitung 1
- 6 Leitung 2
- 7 Folienscharnier
- 8 Antriebsleitung 1 (Stößel)
- 9 Antriebsleitung 2 (Stößel)
- 8a Antriebsleitung 3 (Stößel)
- 9a Antriebsleitung 4 (Stößel)
- 10 Metallisierung (Abschirmung)
- 11 Katheter bzw. Endoskop
- 12 Hygieneschicht
- 13 keilförmiger Einschnitt
- 14 abgeschirmte Zweidrahtleitung
- 15 rechteckige Katheteröffnung
- 16 runde Katheteröffnung
- 17 Führungssteg
- 18 Freifräsung
- 19 Metallisierung
- 20 Klebung z. B. Epoxy
- 21 Wippe
- 22 Flachfeder

23 unbesetzt
 24 Koaxialleitung
 25 Achse
 26 Support
 27 Vertiefung
 28 unbesetzt
 29 Folie
 30 Flachfeder
 31 Untersuchungskopf
 a Stößelabstand
 b thin wall
 d evtl. Position eines zusätzlichen Kanals
 NE neutrale Ebene

Patentansprüche

1. Intraluminale Ultraschallsonde (Ultraschallkatheter) für die medizinische Echosonographie (Ultraschallabbildung, Gewebeuntersuchung krankhafter Veränderungen in Körperhöhlen oder Gefäßen und für technische Anwendungen) durch Senden und Empfangen von hochfrequenten Ultraschallimpulsen, mit einem Untersuchungskopf (31), in dem ein von einer akustisch transparenten Membran (1) umgebener, in einer Übertragungsflüssigkeit (2) befindlicher Ultraschallwandler (3) angeordnet ist, der bei der Ultraschallabtastung eine von der Katheterspitze aus axial nach vorn gerichtete sektorförmige Schwenkfläche durchfährt, dadurch gekennzeichnet, daß die translatorische Schwenkbewegung des Ultraschallwandlers (3) über ein oder zwei longitudinal im Katheterkorpus geführte "Stoß-Zieh-Elemente" beliebigen Querschnittes erfolgt (8, 9), die im weiteren immer nur Stößel genannt werden, wobei bei zwei Stößeln diese untereinander gegenläufig über eine mechanische Antriebseinrichtung gekoppelt sind, oder wie in folgendem Patentanspruch 2 beschrieben, jeder für sich computergesteuert ausgelenkt wird.
2. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 für die zwei- und dreidimensionale Echosonographie, dadurch gekennzeichnet, daß drei oder vier Stößel (8, 9, 8a, 9a) unabhängig voneinander aber mit definierter gegenseitiger zeitlicher Lage über eine rechnergesteuerte oder über eine geeignete mechanisch gekoppelte Antriebseinheit bewegt werden, die während der Ultraschall-Sektorabtastung zu jedem Zeitpunkt den exakten Grad der Auslenkung jedes einzelnen Stößels bestimmt, wobei das vor der Katheterspitze befindliche Volumen in Form von Schnittflächen beliebiger räumlicher Lage und Geometrie sowie dreidimensional dargestellt werden kann.
3. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Stößel im Inneren eines Katheters (11) geführt werden, der neben den Kanälen für die Stößel noch weitere Kanäle für andere Applikationen haben kann.
4. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Stößel in Verbindung mit einer Abschirmung (10) nicht nur als Antrieb sondern entweder als koaxiale Hochfrequenzleitung, oder aber als abgeschirmte Zweidrahtleitung (14) fungieren können, und zwar zur Zu- und Ableitung der Sendeimpulse und Empfangsechos in Verbindung mit den dünnen Ultraschall-Wandler-Anschlußleitungen (5, 6).
5. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der oder die Stößel eine sym-

metrisch oder asymmetrisch oder beiseitig gelagerte Wippe (21) antreiben, auf der der Ultraschallwandler (3) befestigt ist, wobei die Art der Wippenlagerung und die Stößelanbringung fest oder beweglich, das heißt unterschiedlicher Art sein kann.

6. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der oder die Stößel ein zweischenkliges, eingelenkiges oder ein dreischenkliges, zweigelenkiges Miniaturescharnier antreibt bzw. antreiben, auf das der Ultraschallwandler (3) befestigt ist.

7. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der oder die Stößel entweder eine freischwenkende oder eine über Führungsstege (17) laufende Folie (29) oder ein Band antreiben, auf der/dem der Ultraschallwandler (3) befestigt ist.

8. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der oder die Stößel ein Folien-scharnier (7) das aus Knickgelenken (13) realisiert ist, antreiben, auf das der Ultraschallwandler (3) befestigt ist.

9. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß der oder die Stößel ein ein- oder mehrgelenkiges Kugelscharnier antreiben, auf das der Ultraschallwandler (3) befestigt ist.

10. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der oder die Stößel zwei oder mehrere am Ende zusammengefügte Flachfedern (30) antreiben, an denen der Ultraschallwandler (3) befestigt ist.

11. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich und unabhängig vom stößelartigen Ultraschall-Wandlerantrieb für die Untersuchung erforderliche Flüssigkeiten (z. B. Kontrastmittel) durch einen separaten Kanal (27) im Untersuchungskopf (31) eingespritzt werden können, oder daß durch einen solchen Kanal mechanische Komponenten für weitere diagnostische oder für therapeutische Maßnahmen platzierbar und applizierbar sind.

12. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinheit abtrennbar und aufsteckbar ist, mit dem Vorteil, daß die aufwendigere und teurere Einheit wiederverwendbar bleibt nicht miniaturisiert werden muß, wobei die mechanisch einfache, kostengünstig herstellbare, miniaturisierbare Ultraschallsonde als Einmalprodukt auswechselbar ist.

13. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß nicht nur ein, sondern zwei Ultraschallwandler (3 und 3'), deren Hauptstrahlrichtungen sich voneinander unterscheiden, eingebaut sind und gleichzeitig zwei verschiedene Bereiche ausleuchten, die, wenn die Bereiche aneinander angrenzen oder sich überschneiden, den Gesamt(schwenk)abbildungsbereich bei gleichbleibendem Stößelhub vergrößern.

14. Ultraschallsonde nach Anspruch 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß eine oder mehrere dünne koaxiale Anschlußleitung(en) für die Sendeimpulse und die Empfangsechos gleichzeitig Antriebsstößel (8 (24)) sind, mit dem Vorteil, daß die dünnen Anschlußdrähte des Ultraschallwandlers bei der Schwenkbewegung nicht oder nur wenig biegebeansprucht werden.

Hierzu 18 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

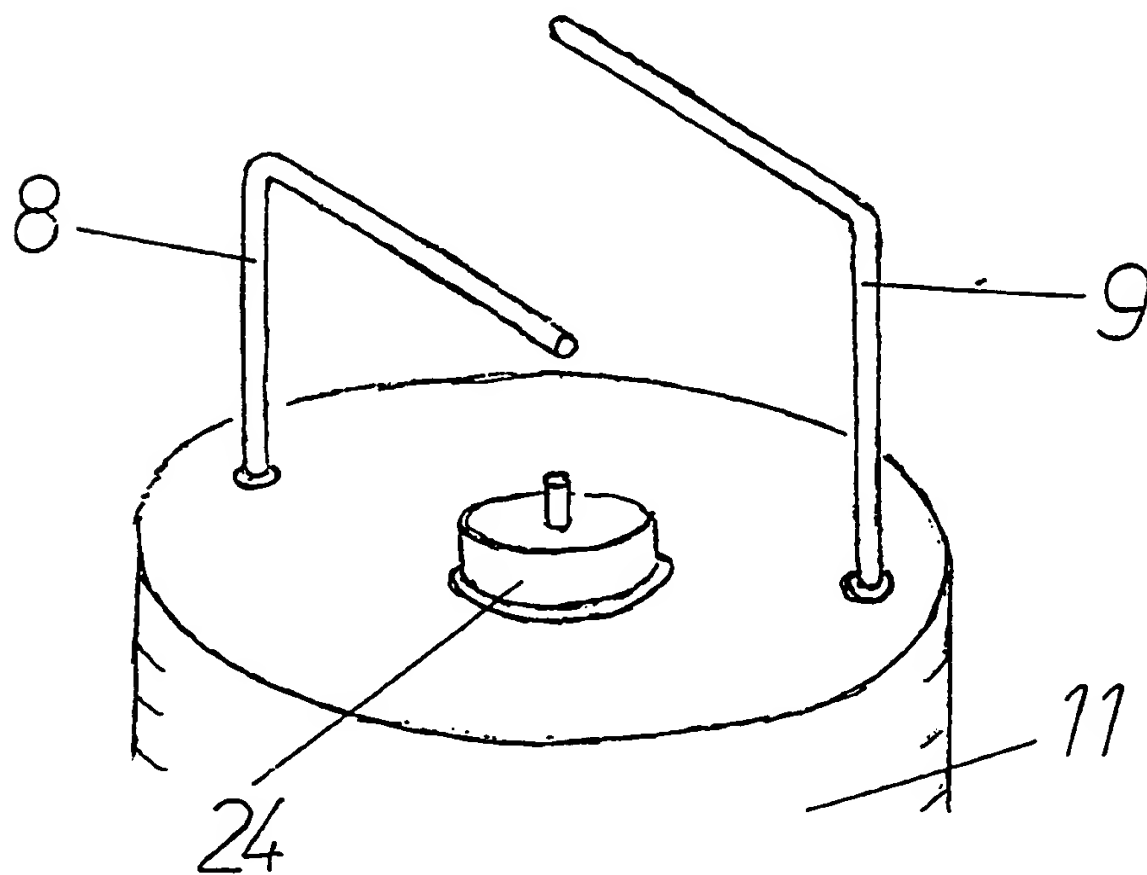
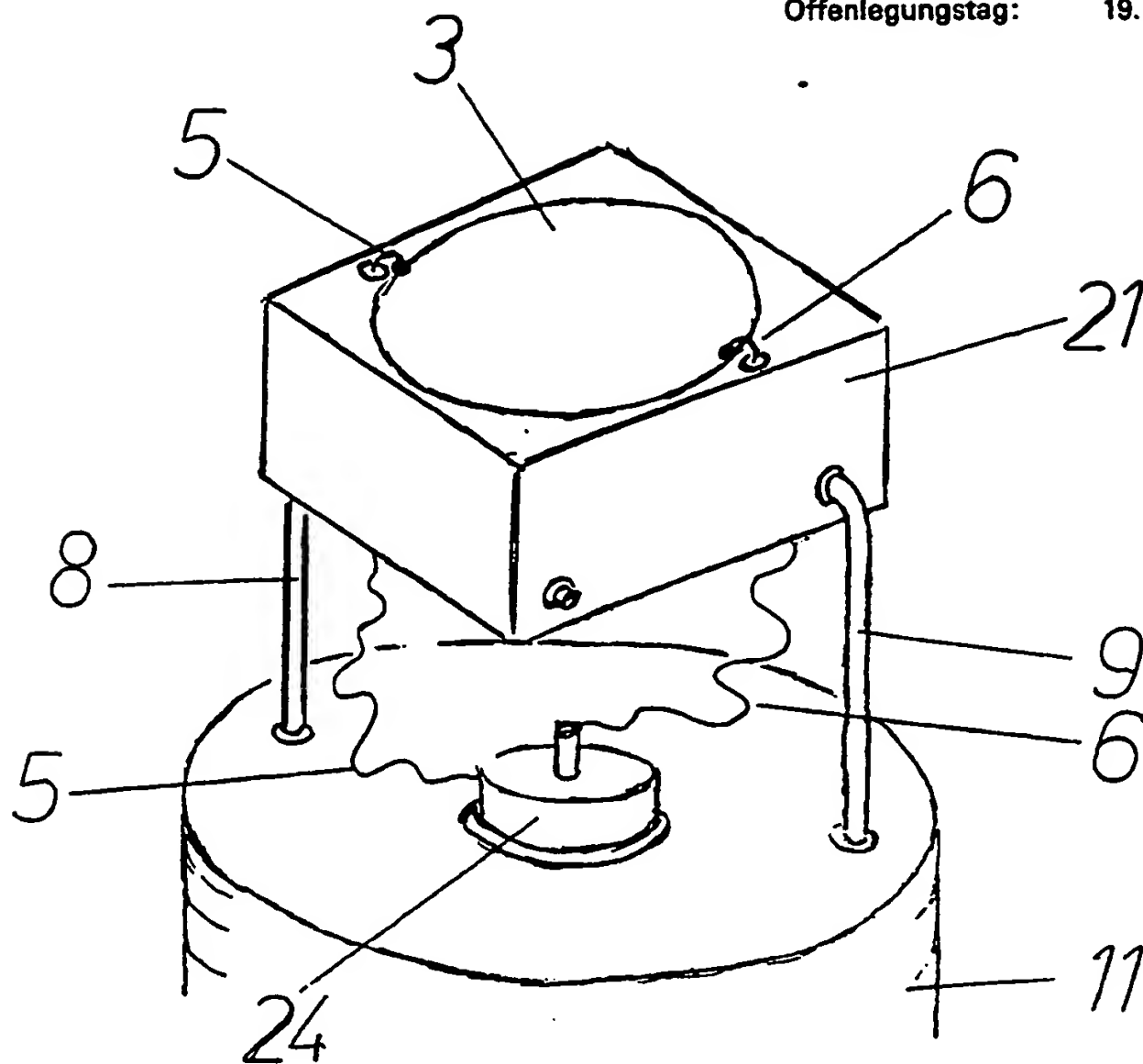


FIG. 8 *

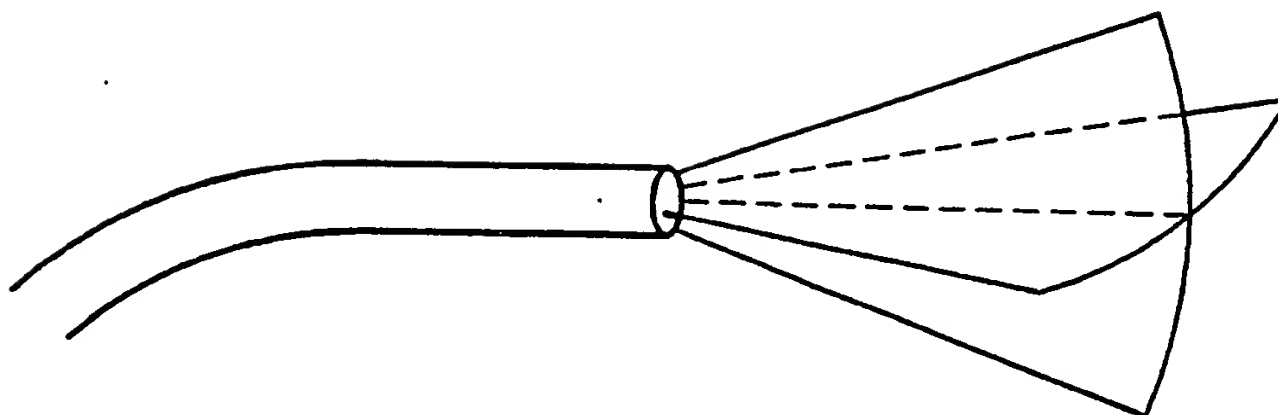


FIG. 1

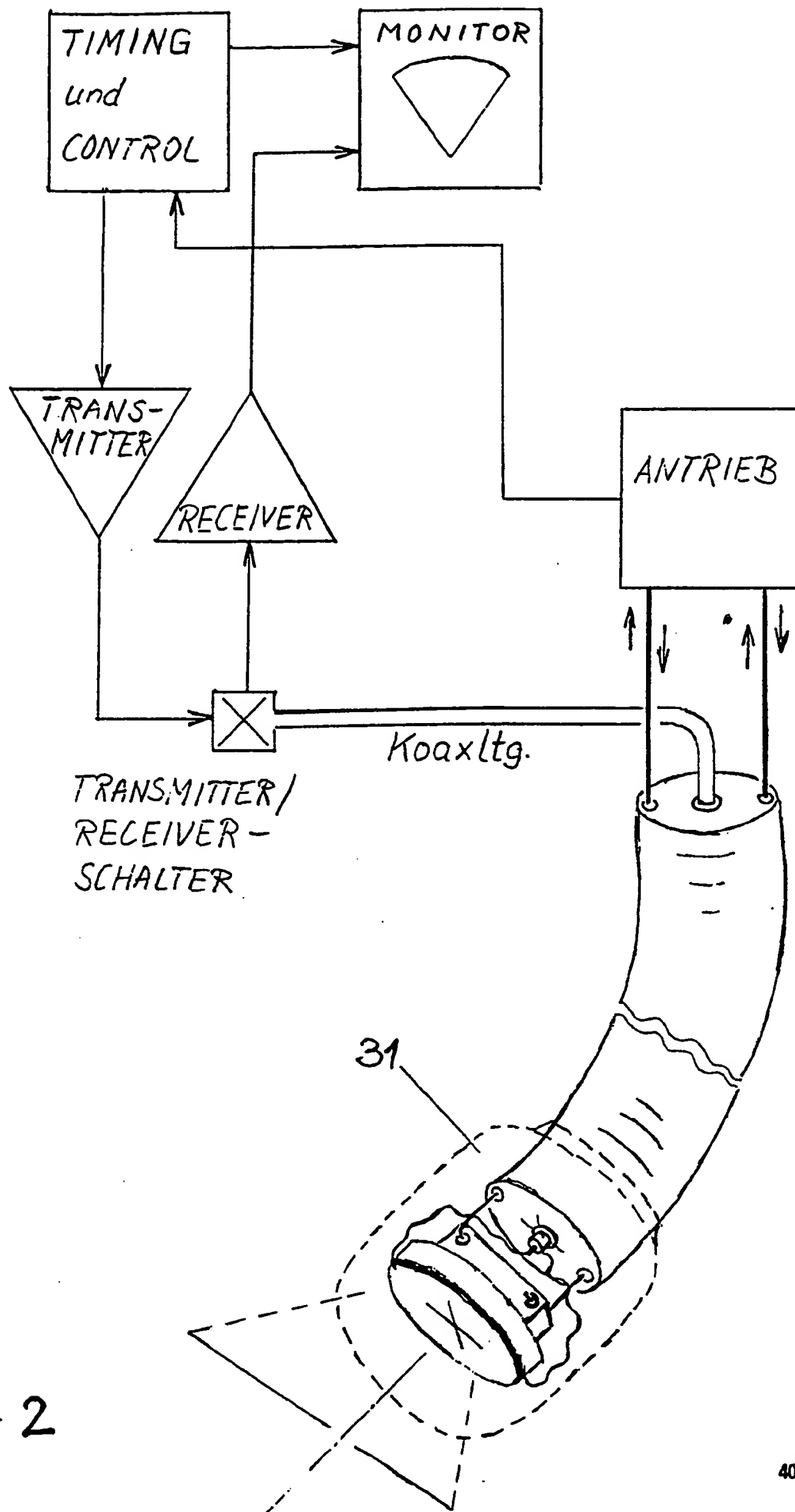


FIG. 2

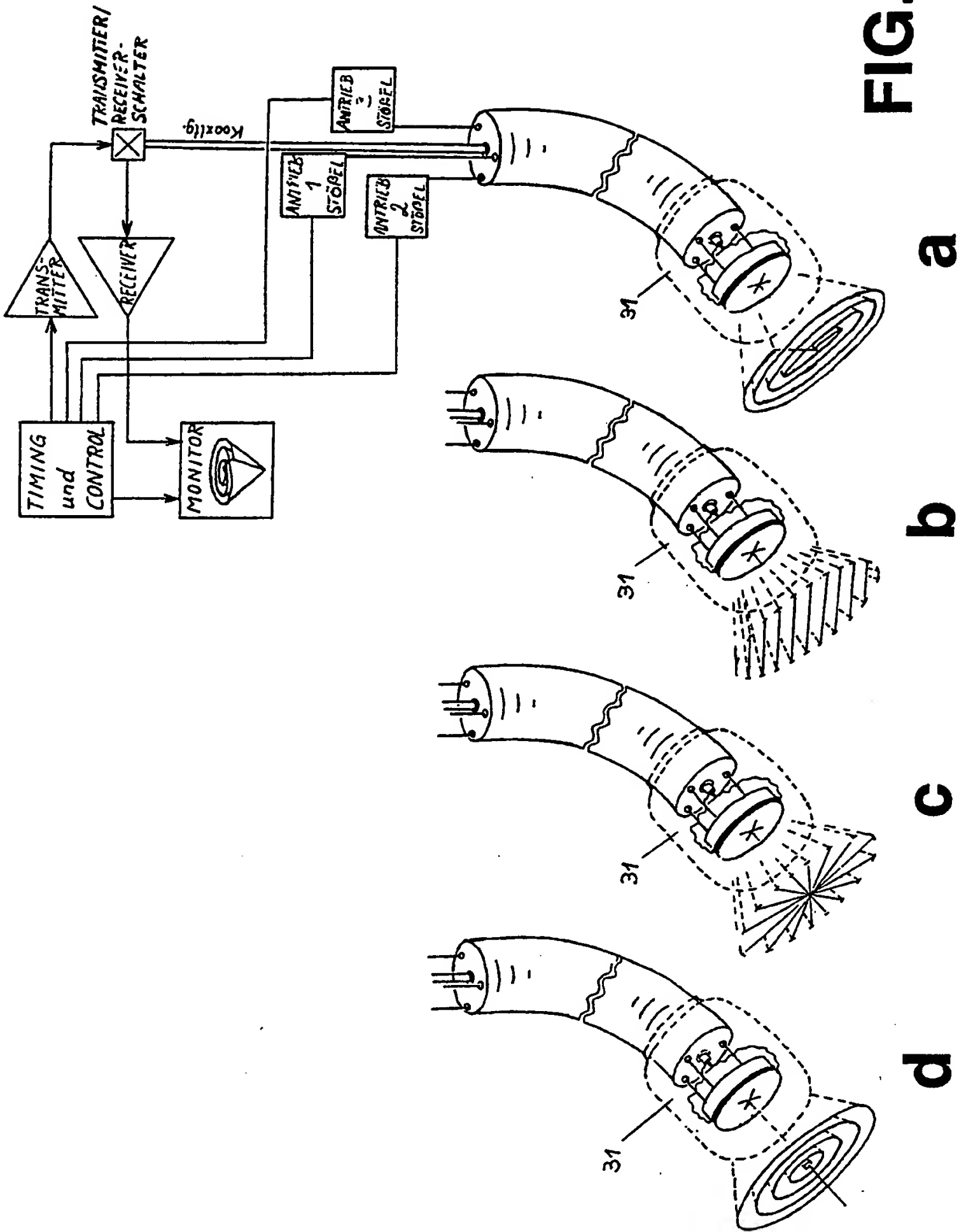


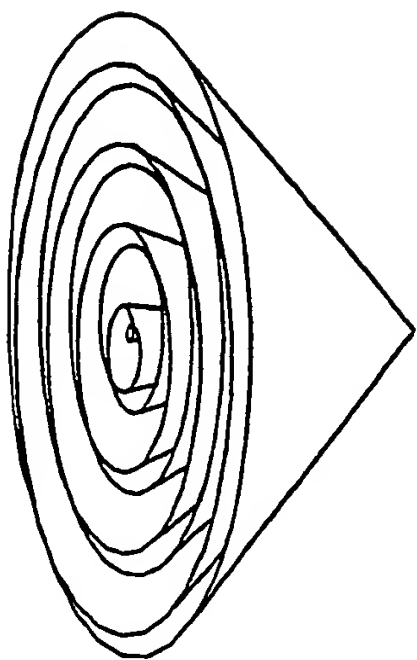
FIG. 3

a

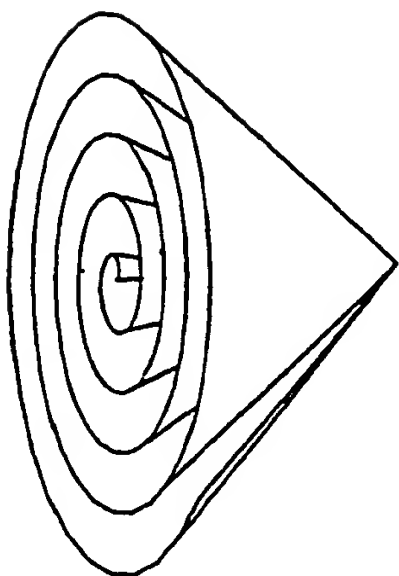
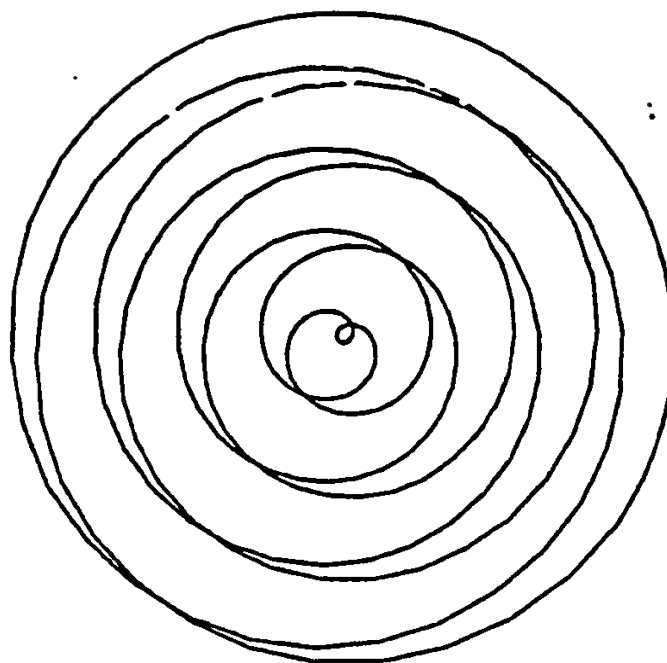
b

c

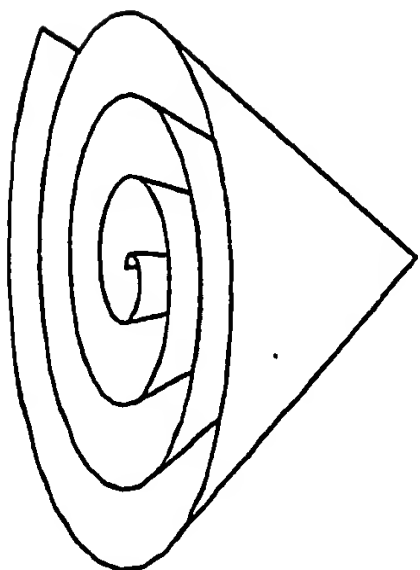
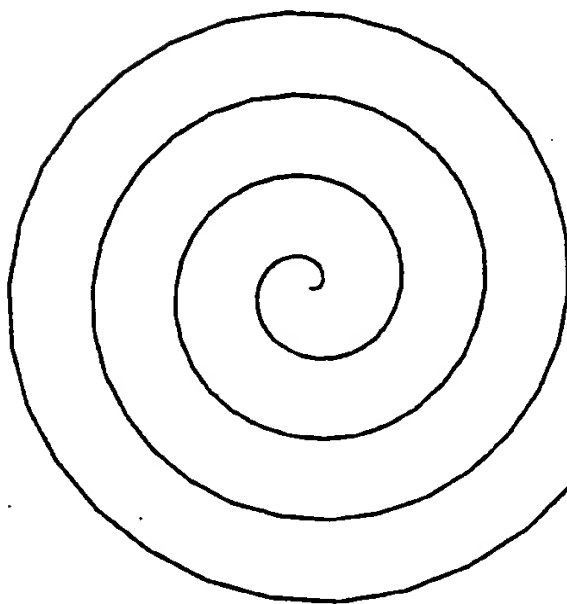
d



a



b



c

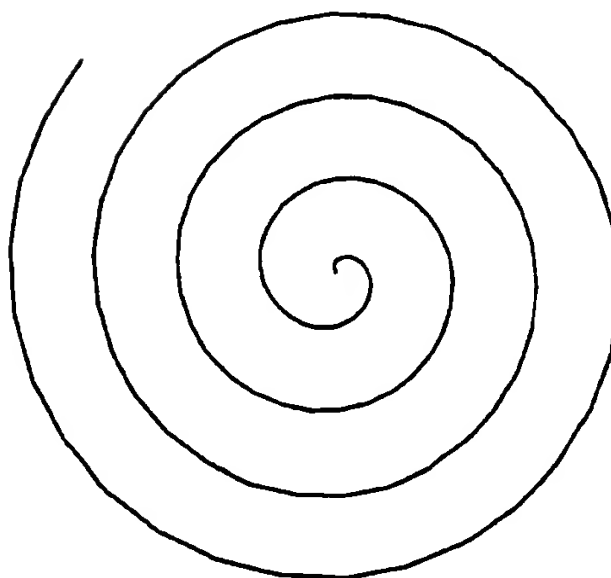


FIG. 4

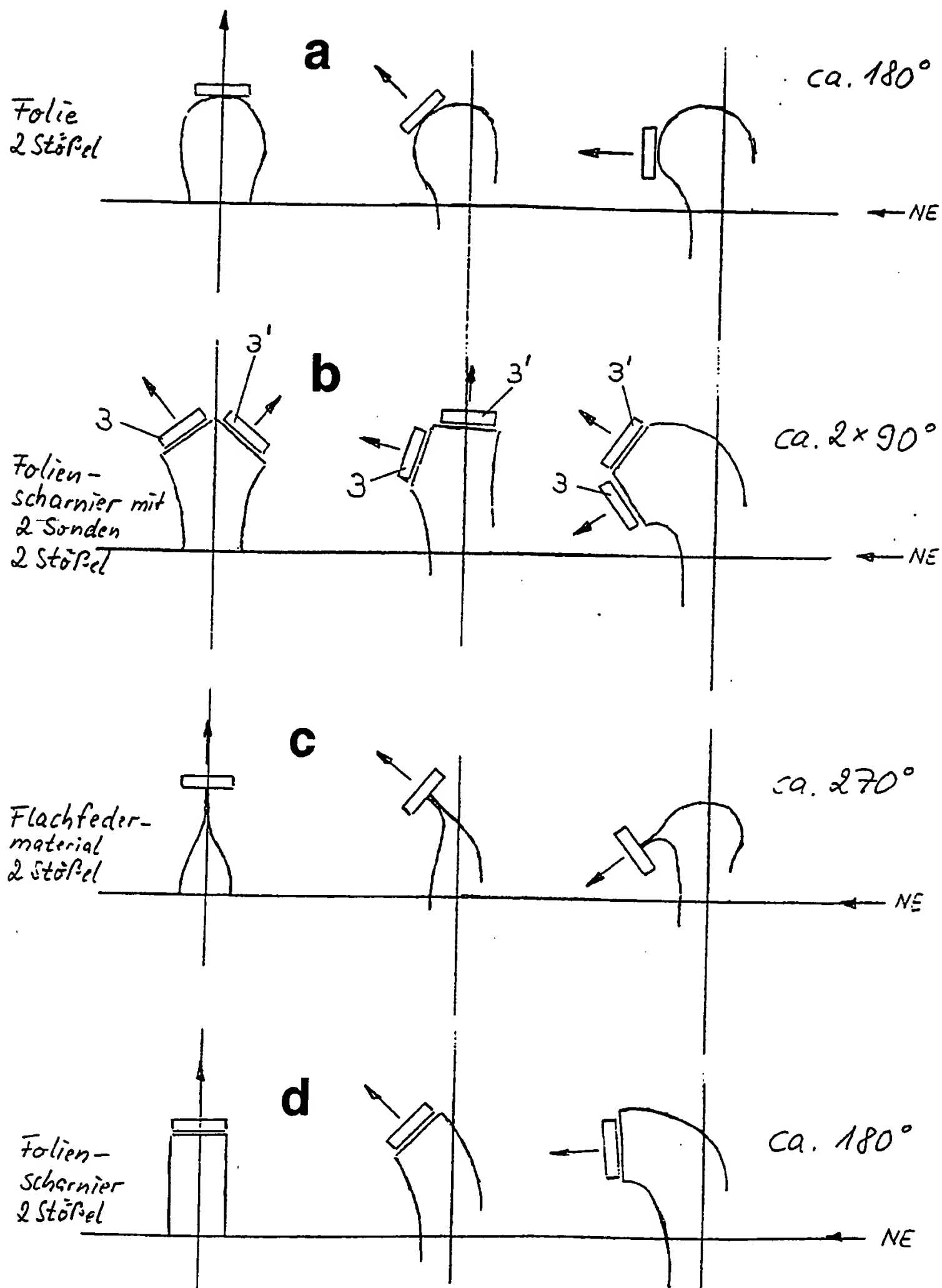


FIG. 5

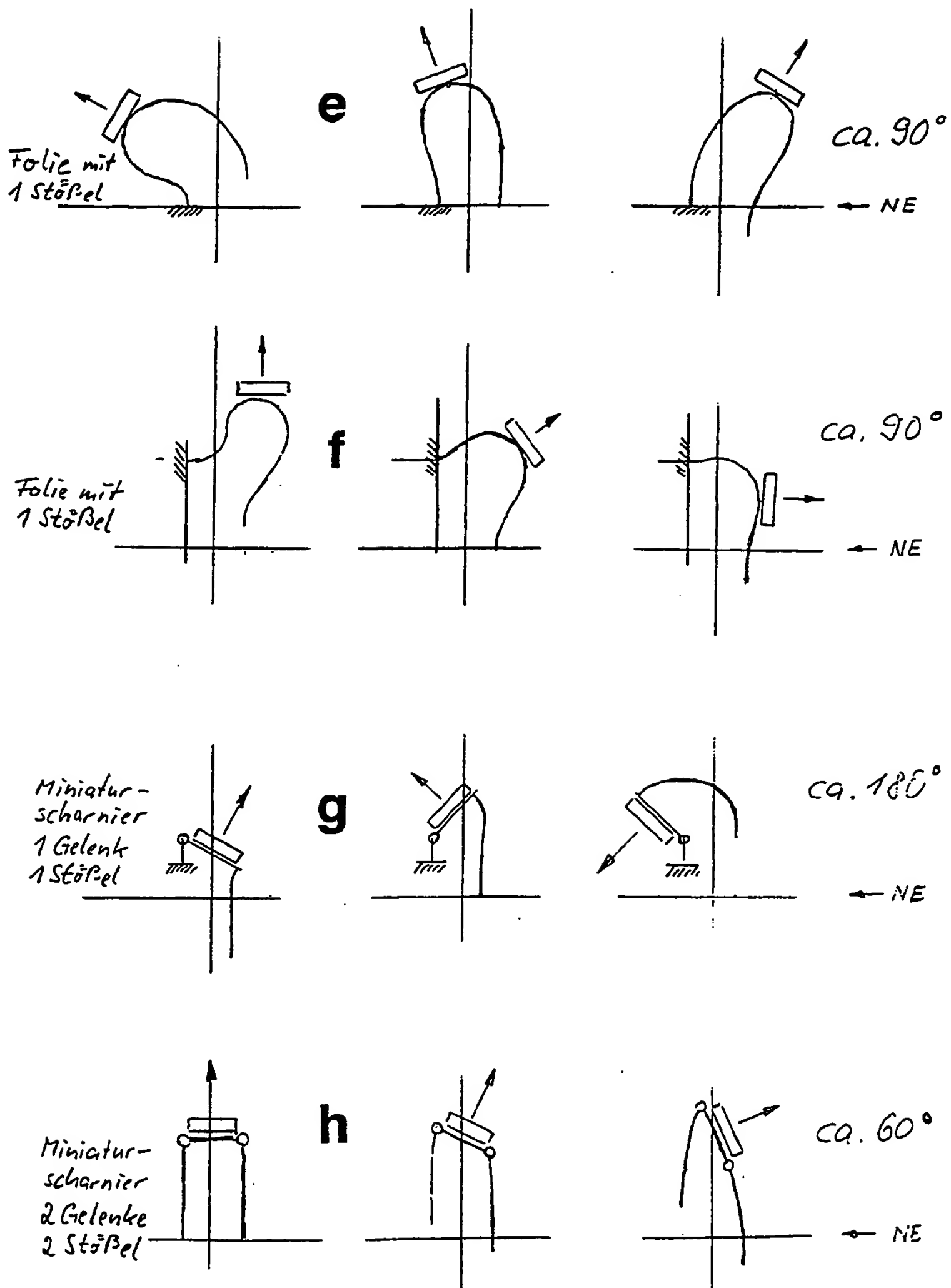


FIG. 5

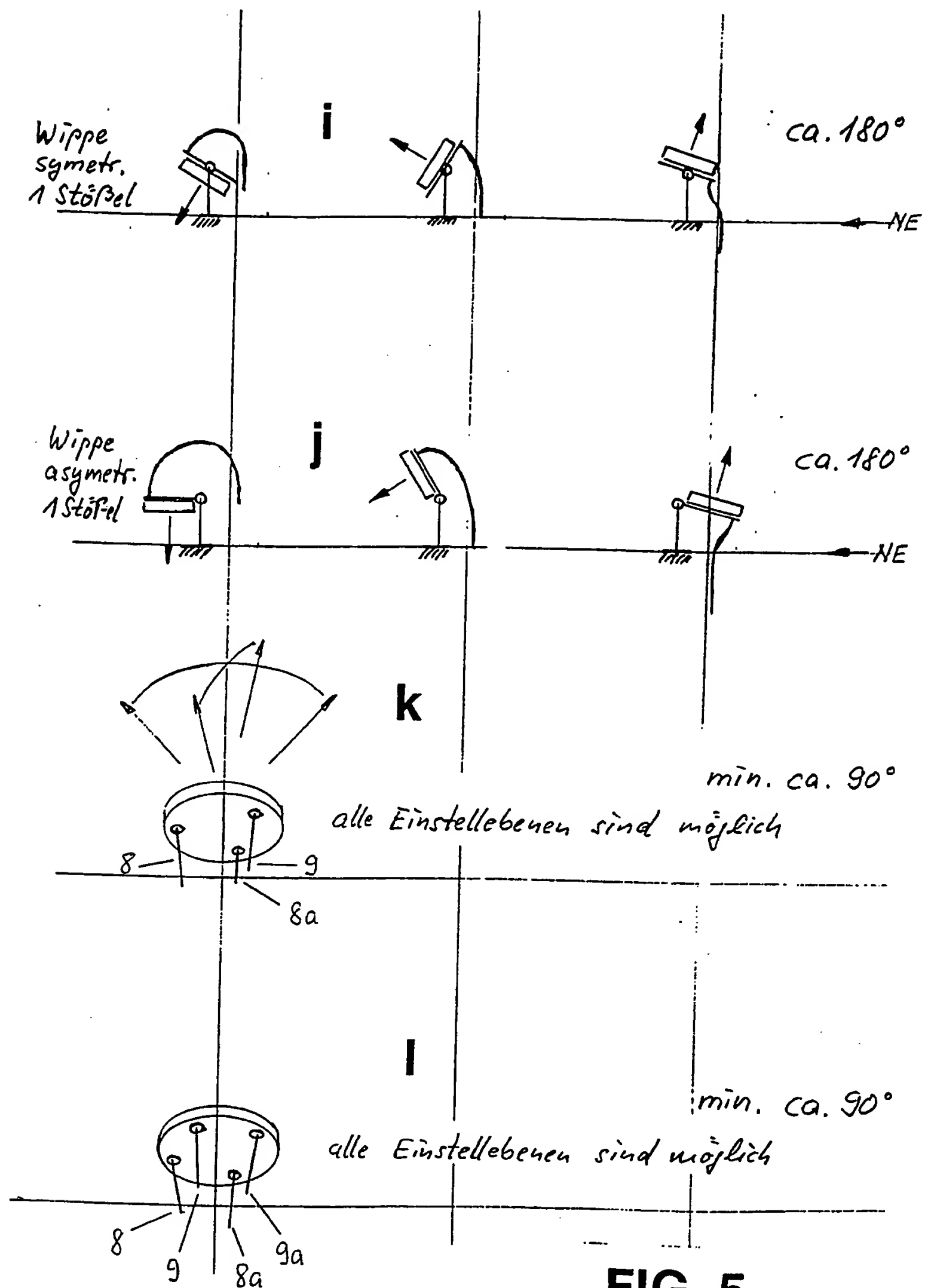


FIG. 5

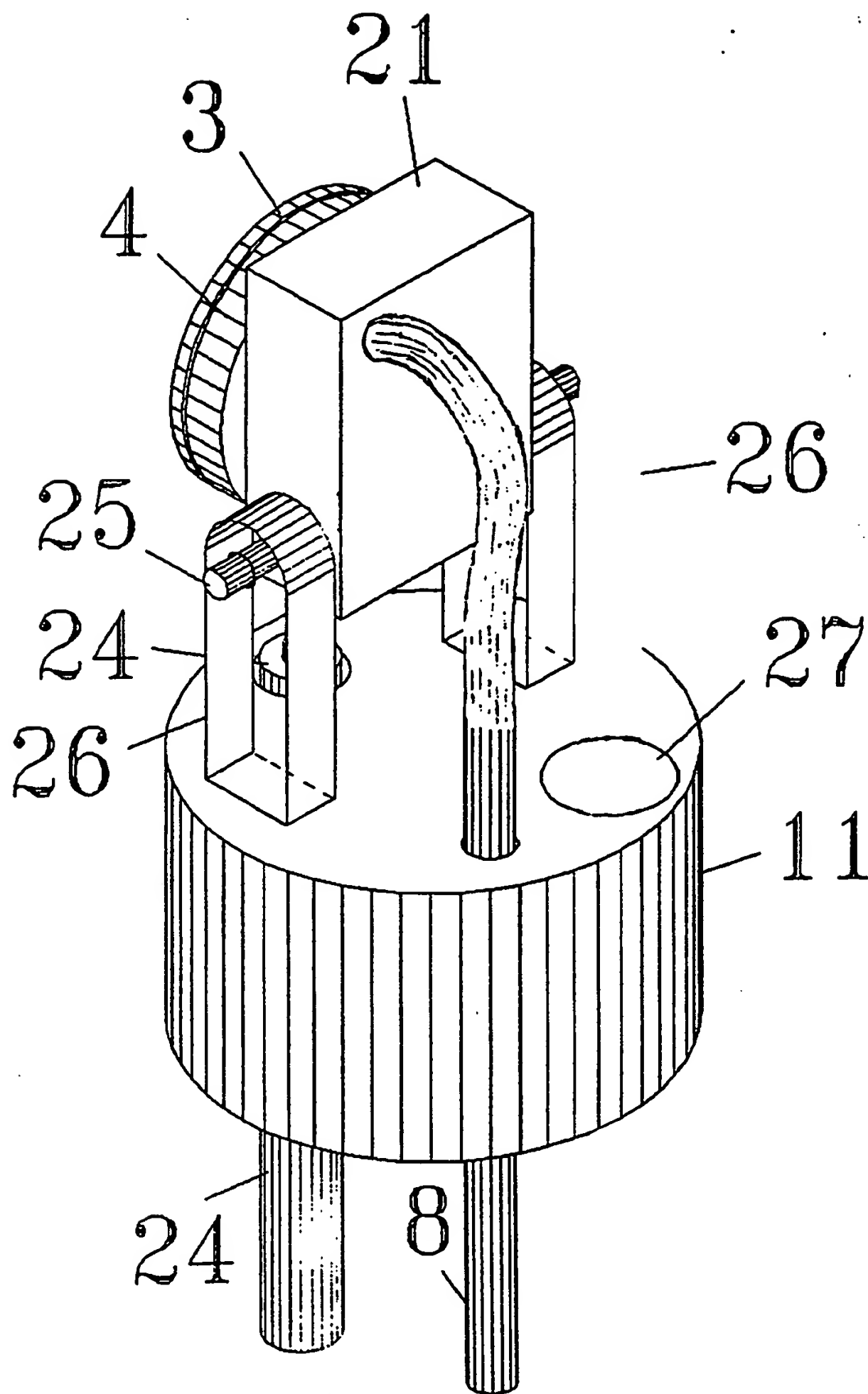


FIG. 6

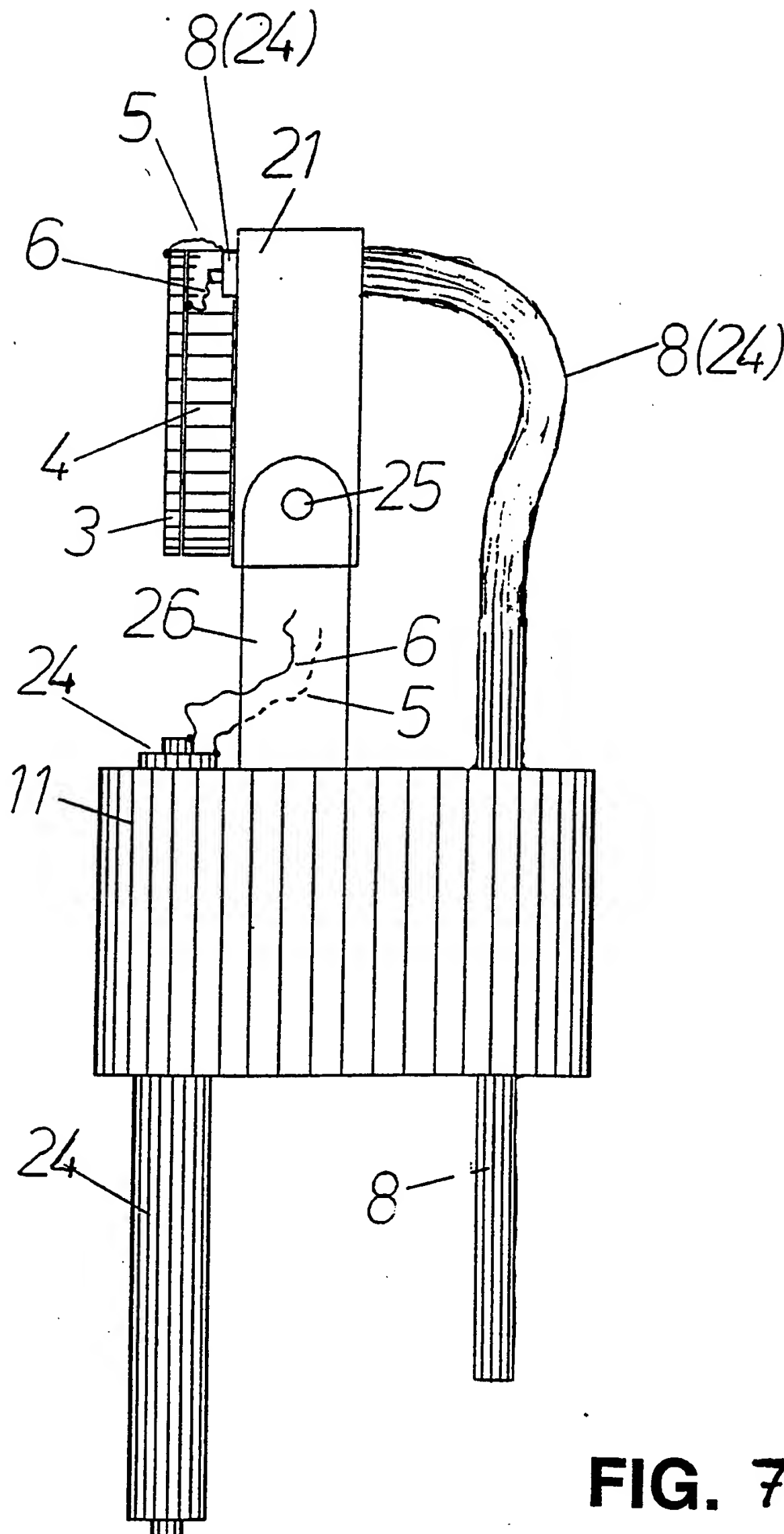


FIG. 7

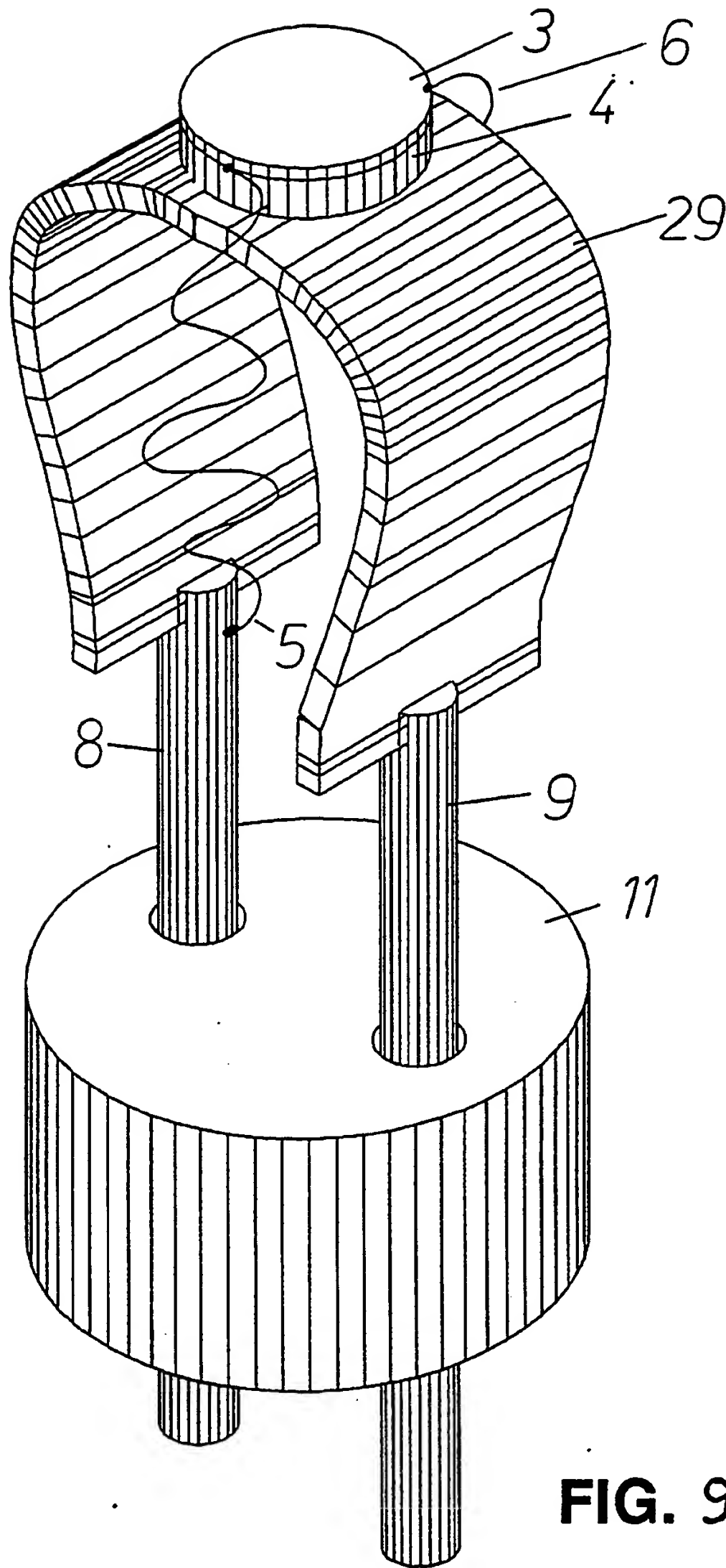


FIG. 9

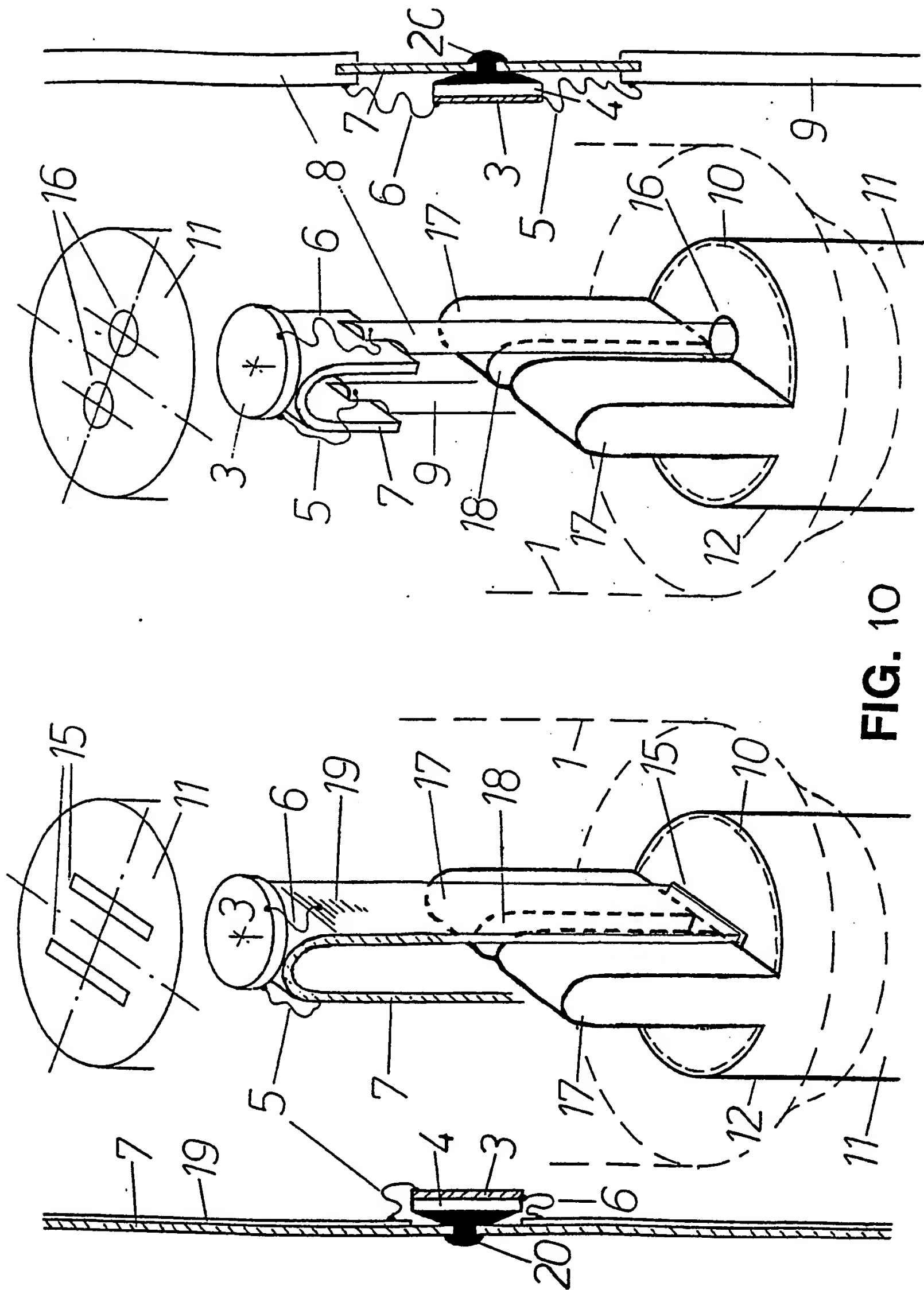


FIG. 10

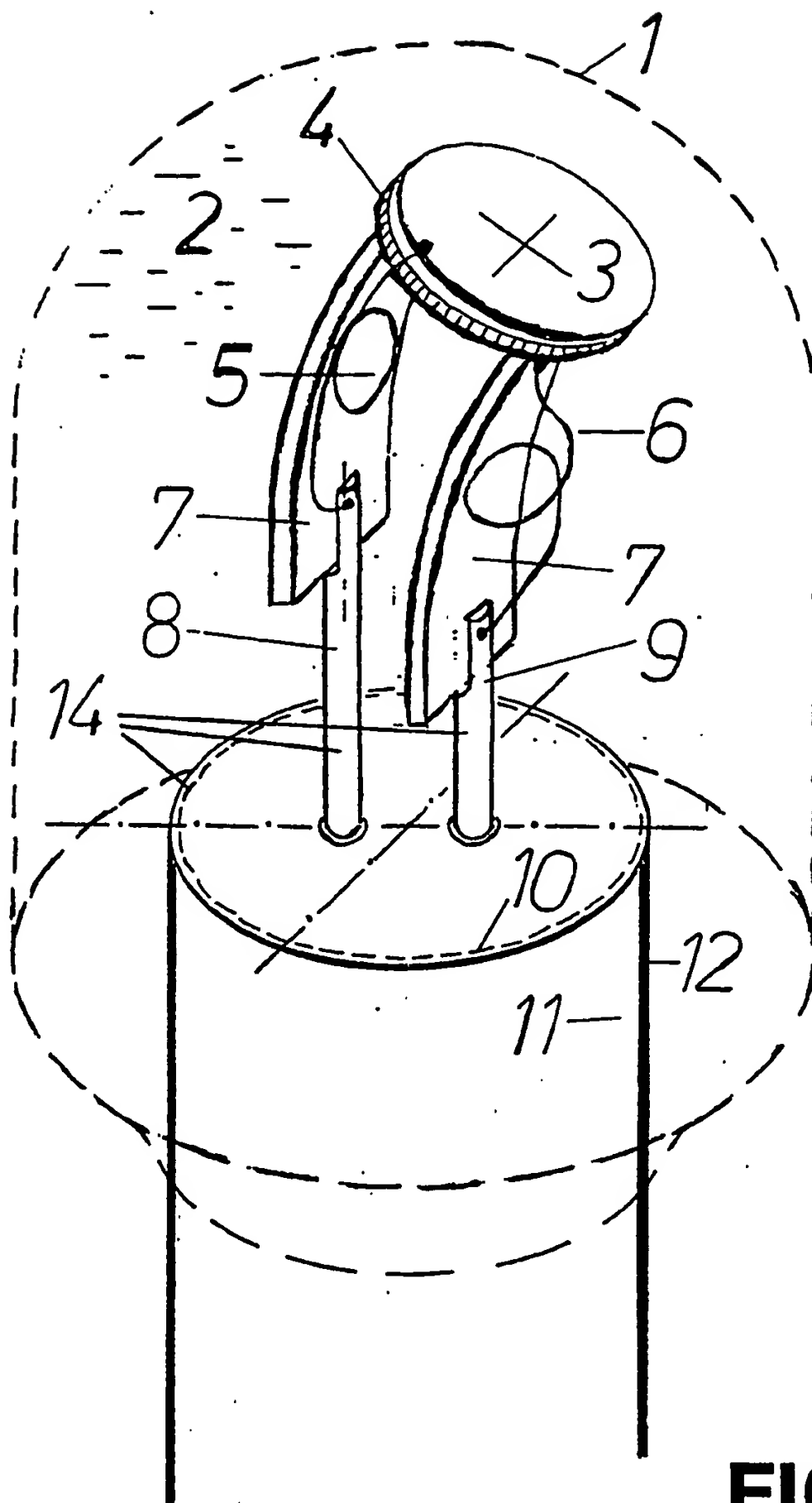


FIG. 11

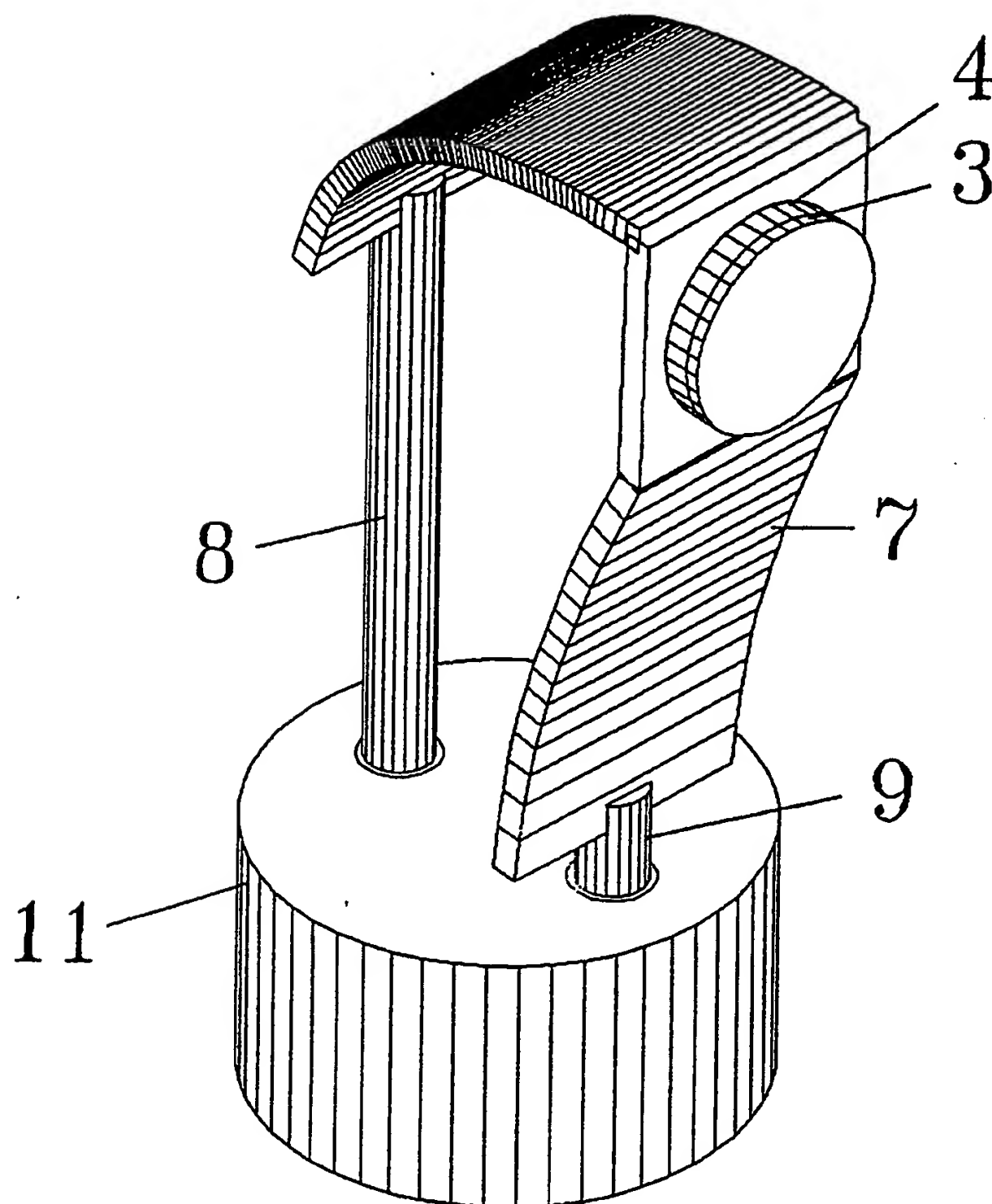


FIG. 12

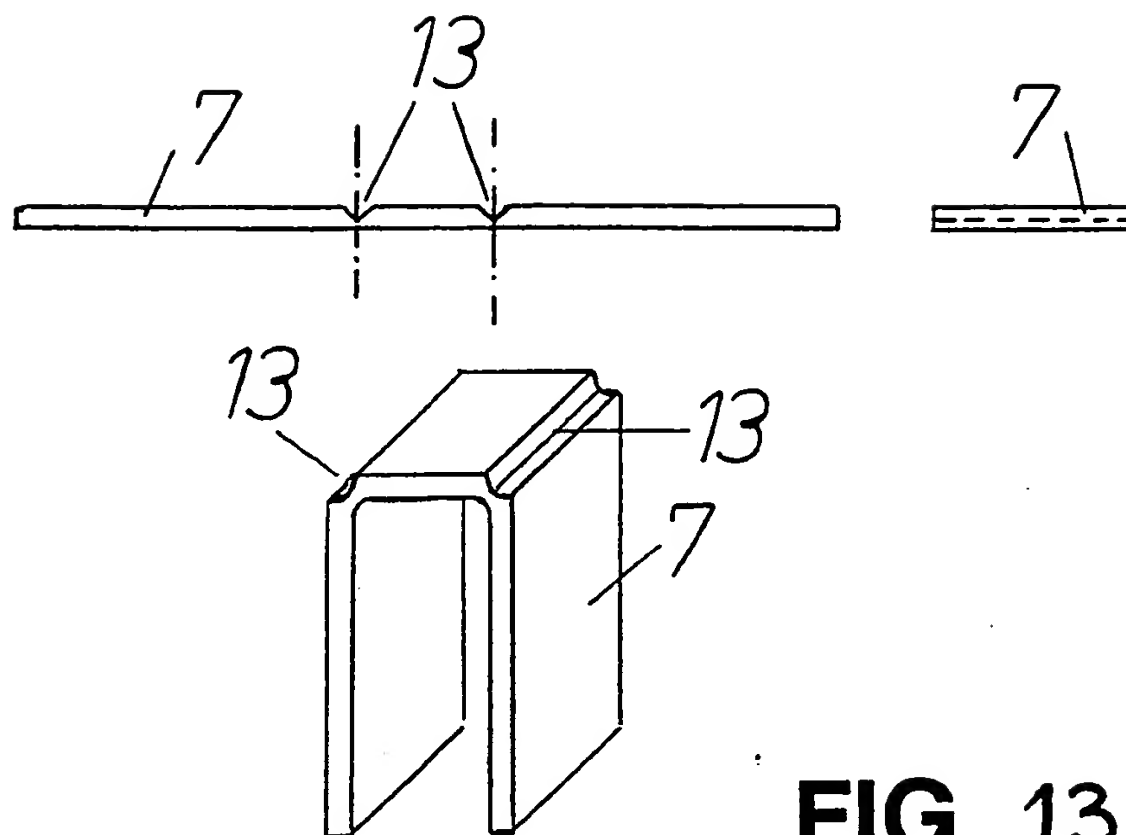


FIG. 13

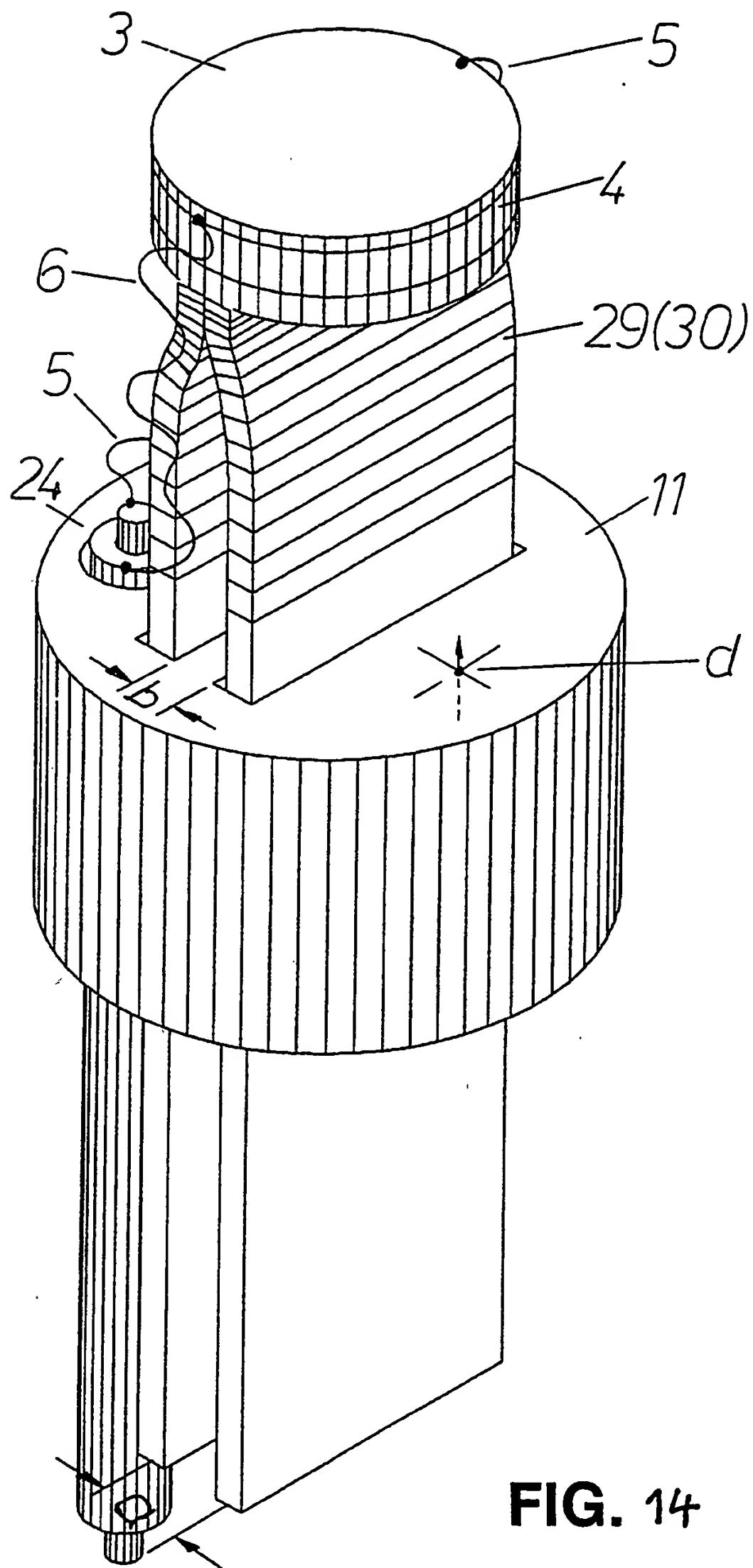


FIG. 14

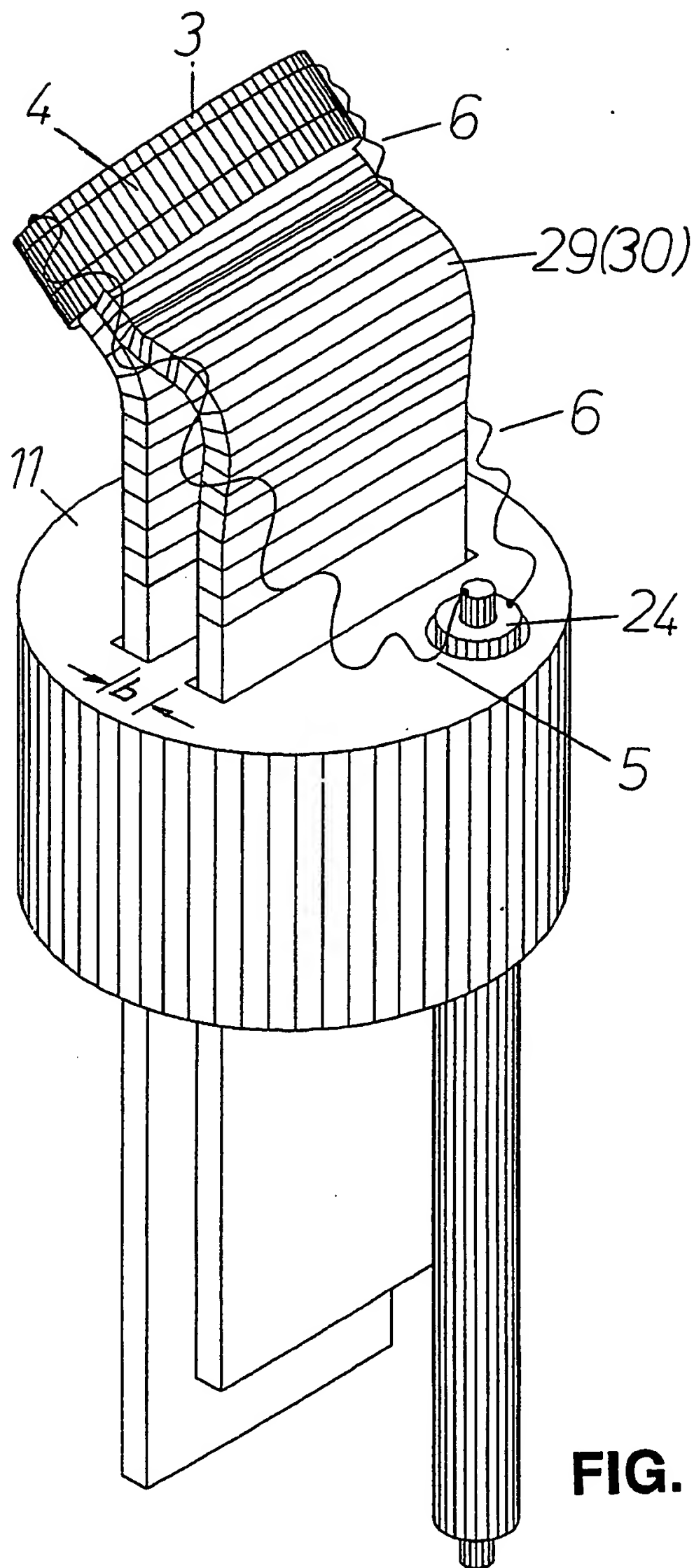


FIG. 15

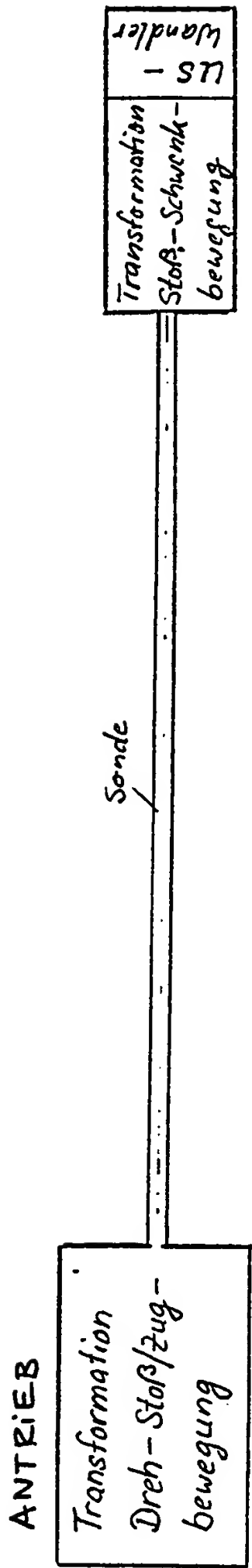


FIG. 16

